

## Materialeigenschaften temporärer K&B-Werkstoffe: Was ist wichtig für die tägliche Praxis?

Die Vielfalt der im Markt angebotenen Produkte zur Herstellung temporärer Kronen und Brücken ist groß. Die Unterschiede zwischen den Produkten bezüglich verarbeitungstechnischer und werkstoffkundlicher Parameter sind teilweise erheblich – wenngleich häufig nicht offensichtlich – und somit für den Praktiker nur schwer einschätzbar. Der nachfolgende Beitrag soll daher einen kleinen Überblick über wichtige klinisch relevante Eigenschaften temporärer K&B-Werkstoffe geben.

Wesentliches Ziel der temporären Versorgung präparierter Zähne ist der Schutz der Zahnhartsubstanz und des parodontalen Gewebes sowie der angrenzenden Gingiva während der

Herstellung der indirekten Restauration im Labor. Darüber hinaus soll die Funktion des Zahnes während der temporären Versorgungsphase sichergestellt (Kaufunktion, Phonetik)

und das ästhetische Erscheinungsbild zufriedenstellend restauriert werden<sup>13,32,47</sup>.

Der Statistik der KZV ist zu entnehmen, dass jährlich über 14 Millionen Mal die Positionen zur temporären Versorgung präparierter Zähne abgerechnet werden<sup>27,28</sup>. Für die Industrie repräsentiert die temporäre Versorgung ein nicht zu unterschätzendes Marktpotenzial. Die Produkte, die für diese Indikation im deutschen Dentalmarkt vertrieben werden, machten per anno im Mittel über die letzten fünf Jahre ein gesamtes Umsatzvolumen von über 20 Millionen Euro aus<sup>36</sup>. Darin eingeschlossen sind Materialien zur Herstellung temporärer Kronen und Brücken sowie zur temporären Befestigung.



**Prof. Dr. Markus Balkenhol**

1986–1992 Studium der Zahnmedizin an der WWU Münster  
1992–1995 Wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik A der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der WWU Münster. 1995 Promotion

1995–2002 Tätigkeit bei der Heraeus Kulzer GmbH als Produktmanager und Leiter der Abteilung Scientific Marketing international an den Standorten Wehrheim, Dormagen & Hanau

2002–2010 Wissenschaftlicher Assistent (C1) der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Justus-Liebig-Universität Gießen

2004 Studienaufenthalt an der University of Florida (USA) im Department of Dental Biomaterials (Chairman: Prof. Dr. K. Anusavic) in Gainesville

2006 Ernennung zum Oberarzt

2008 Habilitation und Erlangung der Venia Legendi für das Fach Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Fachbereich Medizin der JLU

2008 Anerkennung als „Qualifiziert fortgebildeter Spezialist für Prothetik“ der DGZPW. 2009 Wahl in den wissenschaftlichen Beirat der DGZPW

2010 Ernennung zum außerplanmäßigen Professor der JLU Gießen  
Editorial Board Member des Word Dental Journals

Seit Juni 2010 Wissenschaftlicher Mitarbeiter der Universität des Saarlandes in der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde

Zahlreiche nationale und internationale wissenschaftliche Publikationen und Vorträge. Forschungsthemen: Charakterisierung klinisch relevanter Eigenschaften dentaler Biomaterialien (Schwerpunkte: Polymere). Versagensanalyse. Reparatur von Polymeren für dentale Anwendungen. Adhäsivtechnologien (Schmelz-/Dentinadhäsive).

### Historischer Rückblick | Pulver-

**Flüssigkeits-Systeme** | Aktuell werden fast ausschließlich temporäre Kronen- und Brückenwerkstoffe auf der Basis von Methacrylaten eingesetzt. Sie leiten sich im weitesten Sinne vom Methyl-Methacrylat (MMA) bzw. Polymethylmethacrylat (PMMA) ab, welches 1928 von Otto Röhm in Darmstadt synthetisiert wurde (Abb. 1, oben links). Mit der Entwicklung des Pulver-Flüssigkeits-Verfahrens durch Gottfried Roth im Jahr 1936 bei der Firma Kulzer im Taunus wurde MMA/PMMA erstmals für die Herstellung von Totalprothesen und Teilprothesen nutzbar gemacht<sup>17,22</sup>. Basierend auf der MMA/PMMA-Chemie wurden in den folgenden Jahren höhermolekulare Methacrylate (z. B. Iso-Butylmethacrylat) entwickelt

(Abb. 1, oben rechts), die im Vergleich zu MMA günstigere Polymerisationseigenschaften aufweisen. Wie die klassischen MMA/PMMA-Systeme handelt es sich bei deren Nachfolgern für die temporäre Versorgung ebenfalls um Pulver-Flüssigkeits-Systeme, die von Hand angemischt werden müssen. Die Dosierung erfolgt häufig nach dem „Pfeffer-und-Salzstreuer-Prinzip“, nach Gusto des behandelnden Zahnarztes. Diese Systeme haben den Nachteil, dass es beim Mischvorgang zum Einschluss kleiner Luftbläschen kommen kann, was einerseits die mechanischen Eigenschaften und andererseits die Oberflächentextur der Interimsversorgung beeinträchtigt. Der Vorgang der Dosierung von Monomer mit dem vorpolymerisierten Pulver ist zudem mit einem unangenehmen Geruch verbunden. Gleichwohl ist der Anteil der Zahnärzte, die Pulver-Flüssigkeits-Systeme einsetzen, mit über 20 % noch immer recht hoch<sup>46</sup>. Gründe mögen einerseits in einem günstigen Preis liegen, andererseits aber auch in bestimmten werkstoffkundlichen Eigenschaften, z. B. der problemlosen Reparaturmöglichkeit. So lässt sich bei der Notwendigkeit einer Korrektur nach Anrauen der Oberfläche und Benetzung mit Monomer ein hervorragender Verbund schaffen, auch wenn die Restauration bereits länger

getragen wurde. Man darf jedoch nicht außer Acht lassen, dass die Festigkeit der klassischen Pulver-Flüssigkeits-Systeme gegenüber den später entwickelten kompositbasierten Systemen deutlich geringer ist.

### Kompositbasierte Werkstoffe |

Moderne temporäre K&B-Werkstoffe basieren auf der Komposittechnologie, die Ende der 50er/Anfang der 60er Jahre als Füllungswerkstoff Einzug in die Zahnheilkunde gehalten hat. Basierend auf den Patenten von R.L. Bowen in den Jahren 1962 (US Patent No. 3.066.112) bzw. 1965 (US Patent No. 3.194.783) wurden „Verbundwerkstoffe“ entwickelt, die ein geeignetes di-funktionelles Monomer (Bis-GMA=Bisphenol-A-glycidyl-dimethacrylat) über einen Monolayer aus Silan sicher mit anorganischen Füllstoffen auf der Basis von Glas, Quarz oder Keramik verbanden<sup>9,10</sup>. Bis heute ist Bis-GMA das wohl am häufigsten eingesetzte Monomer in dentalen Kompositwerkstoffen (Abb. 1, unten)<sup>37</sup>.

Die kontinuierliche Weiterentwicklung der Komposit-Füllungswerkstoffe führte Anfang der 90er Jahre zur Einführung der Feinstpartikel-Hybridkomposite<sup>37</sup>, die auch heute noch einen erheblichen Marktanteil haben. Diese Technologie hat man sich bei der Weiterentwicklung der temporä-

ren K&B-Werkstoffe zunutze gemacht. Bei modernen K&B-Werkstoffen handelt es sich folglich ebenfalls um Komposite, basierend auf höhermolekularen, multifunktionalen Methacrylaten, in die anorganische Füllstoffe eingebettet sind. Im Vergleich zu den Füllungskompositen ist jedoch der Füllstoffanteil deutlich geringer und liegt bei ca. 30–50 Gew.-%. Der limitierte Füllstoffanteil ist darin begründet, dass mit zunehmendem Füllstoffanteil die Viskosität der Kompositpaste stark ansteigt und in der Folge eine automatische Mischung über statische Mischdüsen nicht mehr möglich wäre. Gleichwohl hat der Füllstoff auch in den temporären K&B-Werkstoffen die Funktion, die mechanische Belastbarkeit und Abrasionsfestigkeit der fertigen Rekonstruktion zu erhöhen und die unvermeidbare Polymerisationskontraktion zu verringern<sup>2</sup>.

Die kompositbasierten Systeme werden in Kartuschen angeboten, deren Komponenten über eine statische Mischdüse im korrekten Verhältnis gemischt werden. Die Systeme werden entweder in Form üblicher „Gundispenser“ oder grazilerer „Handdispenser“ angeboten. Die Mischungsverhältnisse schwanken, je nach Produkt, zwischen 1 : 10 und 1 : 1. Die Aushärtung erfolgt bei den meisten Produkten über eine chemische Reaktion, die unmittelbar nach Mischbeginn startet, oder aber durch eine Dualhärtung, bei der die fertige Krone zusätzlich mit einem Hand- oder Laborlichtgerät ausgehärtet wird. Ein großer Vorteil der kompositbasierten Systeme liegt vor allem in der Handhabung, die für konstante Mischungsverhältnisse und damit optimale Materialqualität sorgt. Auch im Hinblick auf die mechanischen Eigenschaften sind die modernen Kompositssysteme den klassischen Pulver-Flüssigkeits-Systemen überlegen<sup>1,2,4,5</sup>.

### Klinische Anforderungen an temporäre K&B-Werkstoffe |

Die klinischen Anforderungen, die an temporäre K&B-Werkstoffe gestellt werden müssen, sind mannigfaltig. Wie Tabelle 1 zeigt, umfassen die Anfor-

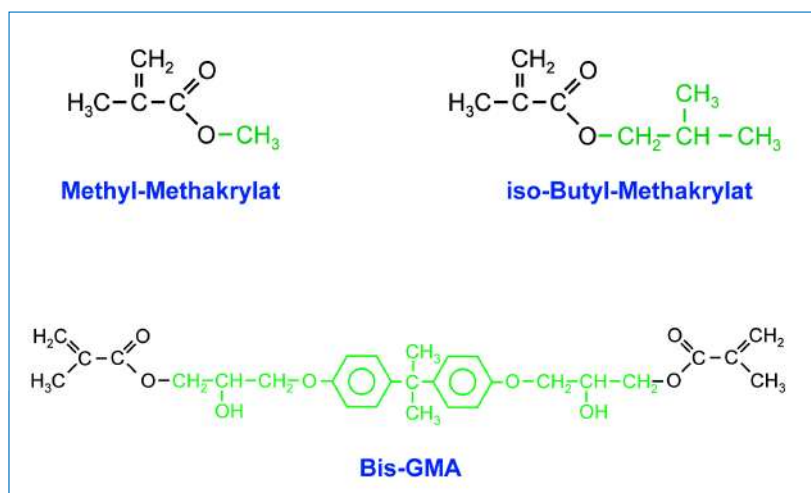


Abb. 1: Strukturformeln unterschiedlicher Methacrylate, die in dentalen Polymerwerkstoffen eingesetzt werden.

Anforderung	Erläuterung/Ergänzung
Gute mechanische Eigenschaften	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mechanische Festigkeit und Oberflächenhärte</li> <li>• Kantenstabilität</li> <li>• Zerstörungsfreie Entfernbarekeit</li> </ul>
Natürliche Farbgebung	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Zahnfarben</li> <li>• Farbstabilität</li> <li>• Geringe Verfärbungsneigung</li> <li>• Fluoreszenz</li> </ul>
Gute Bearbeitbarkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gute Fräsbarkeit</li> <li>• Geringe Inhibitionsschicht</li> </ul>
Hochglanzpolierbarkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Porenfreiheit (dichte Struktur)</li> <li>• Beständiger Oberflächenglanz</li> </ul>
Geringe Polymerisationstemperatur	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Schutz vor thermischen Schädigungen der Pulpa</li> </ul>
Biologische Verträglichkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Keine Abgabe toxischer Substanzen</li> <li>• Geringes allergenes Potenzial</li> <li>• Keine lokalen Gewebeschädigungen</li> </ul>
Einfache Verarbeitbarkeit/Handhabung	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gute Mischbarkeit</li> <li>• Automischsysteme</li> </ul>
Gute Reparaturfähigkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Reparierbarkeit mit identischem Material oder spezifischen Reparatursystemen</li> </ul>
Klinikgerechte Verarbeitungs- und Abbindezeiten	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ausreichend lange Verarbeitungszeit bei möglichst geringer Mundverweildauer</li> </ul>
Abrasionsfestigkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ausreichend abrasionsstabil bei längerer Tragedauer</li> </ul>
Röntgenopazität	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Nachweisbarkeit auf einer Röntgenaufnahme bei akzidentellem Verschlucken/Aspiration</li> </ul>
Geringe Polymerisationskontraktion	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Geringer Korrekturbedarf nach Fertigstellung</li> </ul>
Gummielastische Phase	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Zerstörungsfreie Abnahme bei der Herstellung</li> </ul>
Geringe thermische Leitfähigkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Vermeidung von Überempfindlichkeiten</li> <li>• Tragekomfort</li> </ul>
Geringe Löslichkeit und Wasseraufnahme	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Verfärbungsneigung</li> <li>• Freisetzung von Inhaltsbestandteilen</li> <li>• Mundbeständigkeit</li> </ul>
Geruchs- und Geschmacksneutralität	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Keine Geruchs- oder Geschmacksirritation des Patienten</li> </ul>
Gute Fließfähigkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ausfließen auch dünnwandiger Bereiche</li> </ul>
Kompatibilität mit temporären Befestigungszementen	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Keine Verfärbung</li> <li>• Keine Beeinflussung der Festigkeit</li> </ul>

Tab. 1: Anforderungen an temporäre K&B-Werkstoffe<sup>2</sup>

derungen sowohl Eigenschaften des polymerisierten Werkstoffes (physikalisch-chemische, klinische und biologische Eigenschaften) als auch dessen Verarbeitung bzw. klinische Handhabung. Der Stellenwert letzterer Punkte ist nicht zu unterschätzen, da die Verarbeitung maßgeblichen Einfluss auf die Qualität der fertigen temporären Krone oder Brücke nimmt, z. B. durch die Vermeidung von Porositäten bei automatischen

Mischsystemen. Darüber hinaus umfasst der Anforderungskatalog auch wesentliche Aspekte, die die Akzeptanz des Patienten im Rahmen temporärer Versorgungen betreffen, wie Farbgebung und Tragekomfort. Die Anforderungen ergeben sich aus dem Faktum, dass sich die klinischen Anforderungen an eine temporäre Restauration kaum von denen an eine definitive Restauration unterscheiden, insbesondere was die

Randdichtigkeit/Randpassung, die anatomische Form und die Funktion betrifft. Ein Werkstoff, der alle Anforderungen gleichermaßen optimal erfüllt, existiert jedoch nicht. Folglich müssen in der täglichen Praxis stets Kompromisse eingegangen werden. Die Herstellung temporärer Restaurationen erfolgt üblicherweise direkt am Patienten nach der Präparation mithilfe einer sogenannten Versorgungsabformung, die vor der Präpa-

ration der Zähne mit einem lagerstabilen Abformmaterial (A-Silikon, C-Silikon) genommen wurde. Dieses Vorgehen stellt das effizienteste Verfahren größter Universalität dar<sup>1</sup>.

**Verarbeitungs- und Materialeigenschaften** | Inwieweit die vorgenannten klinischen Anforderungen an temporäre K&B-Werkstoffe tatsächlich erfüllt werden, hängt von der individuellen Zusammensetzung des eingesetzten Produktes ab. Im Fokus der nachfolgend beschriebenen Eigenschaften stehen die mechanische Festigkeit, die Reparaturfähigkeit sowie die biologische Verträglichkeit.

**Mechanische Festigkeit** | Temporäre Kronen und Brücken müssen eine ausreichende mechanische Festigkeit besitzen, um ihre Funktionen über die gesamte Tragedauer unter den z. T. erheblichen Kaubelastungen zu erfüllen<sup>25</sup>. Dies ist insbesondere bei großen Brückenspannen von hoher klinischer Relevanz<sup>47,49</sup>. Dieser Aspekt ist umso wichtiger, wenn man bedenkt, dass temporäre Restaurationen im Rahmen langwieriger komplexer Behandlungen häufig mehrere Monate in situ verbleiben<sup>11,12,47</sup>. Vor Anfertigung von kostspieligem und aufwendigem Zahnersatz kann es notwendig sein, das Mundhygieneverhalten des Patienten zu überprüfen<sup>32</sup> oder die Erhaltungswürdigkeit bzw. Erhaltungsfähigkeit eines Zahnes nach erfolgter Vorbehandlung abzuschätzen<sup>47</sup>. All diese Punkte werden unter der Überschrift „expektative Diagnostik“ subsumiert. Eine expektative Diagnostik ist vor allem dann erforderlich, wenn ein Zahn tief kariös zerstört und eine prospektive Aussage über seine Vitalität nicht möglich ist (z. B. nach einer direkten Überkappung)<sup>43</sup>.

Eine hohe mechanische Festigkeit ist darüber hinaus bedeutsam, um Formveränderungen bzw. Frakturen der temporären Versorgung bei wiederholter Entfernung vom Zahnstumpf vorzubeugen<sup>12,18</sup>.

Letztendlich ist die Stabilität der Interimsversorgung auch aus ökonomischen und psychosozialen Gesichtspunkten von Bedeutung: Häufig hat ein Patient Angst, die temporäre Versorgung könnte zerbrechen. Dies hindert ihn möglicherweise daran, ein normales gesellschaftliches Leben zu führen<sup>35</sup>. Je stabiler die temporäre Restauration ist, desto seltener sucht der

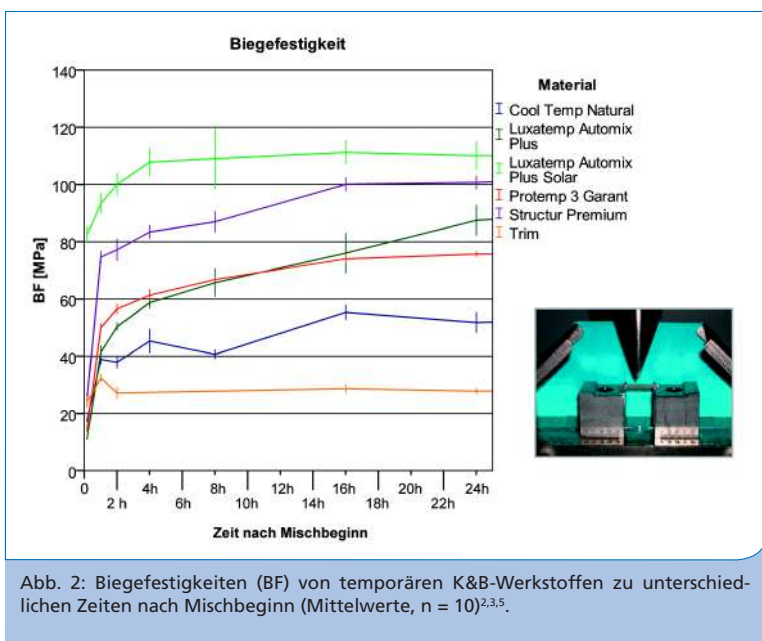


Abb. 2: Biegefestigkeiten (BF) von temporären K&B-Werkstoffen zu unterschiedlichen Zeiten nach Mischbeginn (Mittelwerte, n = 10)<sup>2,3,5</sup>.

Patient die Praxis zu ihrer Erneuerung auf. Dies sichert einen für beide Seiten planbaren Behandlungsablauf und stärkt das Vertrauensverhältnis zwischen Patient und Zahnarzt<sup>13</sup>.

Die Haltbarkeit temporärer Restaurationen ist maßgeblich an die dauerhafte mechanische Festigkeit temporärer K&B-Werkstoffe geknüpft. Üblicherweise wird diese in einem 3-Punkt-Biegeversuch bestimmt. Dabei sind zwei Aspekte zu berücksichtigen: Zum einen soll die temporäre Restauration unmittelbar nach Herstellung voll belastbar sein, zum anderen soll sich die Festigkeit unter den in der Mundhöhle obwaltenden Bedingungen nicht verändern. Im Rahmen unterschiedlicher Studien konnte gezeigt werden, dass insbesondere die mechanische Festigkeit temporärer K&B-Werkstoffe unmittelbar nach Herstellung deutlich geringer ist als zu erwarten (Abb. 2)<sup>2,3,4,5</sup>. Erst nach ca. 4–8 Stunden ist die Endfestigkeit weitgehend erreicht, wobei deutliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Produkten existieren<sup>2</sup>.

**Reparaturfähigkeit** | Die Reparaturfähigkeit temporärer K&B-Werkstoffe ist aus verschiedenen Gründen von hoher klinischer Relevanz<sup>16</sup>. Für eine Reparatur von bzw. eine Materialergänzung an Interimsversorgungen kann es folgende Gründe geben<sup>19</sup>:

- Beschädigungen der temporären Restauration bei der Herstellung oder während der Gebrauchphase<sup>20</sup>
- Materialdefizite oder Blasenbildung bei der Herstellung<sup>38</sup>
- Form- und Farbkorrekturen zur Optimierung des ästhetischen Erscheinungsbildes bzw. zur Korrektur der Okklusion<sup>13,18</sup>
- Materialantrag zur mechanischen Verstärkung der temporären Restauration<sup>11,14</sup>

Beschädigungen bei der Herstellung können durch zu frühe Entnahme der temporären Restauration aus der Mundhöhle während der Polymerisation<sup>33</sup>, zu dünnwandige Kronenbereiche<sup>11,20</sup> (präparationsbedingt/durch ungenügendes Ausschneiden)<sup>19</sup> oder

Fehler bei der Anfertigung hervorgerufen werden (z. B. nicht ausgeblockte Unterschnitte). Materialdefizite entstehen durch einen Materialunterschuss beim Einbringen, dem Einmischen von Bläschen oder im Rahmen einer zu forcierten Ausarbeitung vor allem im Kronenrandbereich<sup>30</sup>. Um eine ausreichende Dicke im Bereich des Kronenrandes zu erzielen, empfiehlt es sich, die Versorgungsabformung zirkumferent auszuschneiden (Abb. 3). Frakturen während der Tragedauer können durch eine fehlerhafte Okklusion (Frühkontakte auf der Restauration)<sup>11</sup>, zu gering dimensionierte Brückenzwischenmitglieder und ein okklusales Trauma hervorgerufen werden, aber auch bei normaler Kaufunktion auftreten (vor allem bei langen Brückenspannen). Darüber hinaus kann die Interimsversorgung bei der Abnahme bzw. dem Wiedereinsetzen beschädigt werden<sup>38</sup>.



Abb. 3: Beschneiden einer Versorgungsabformung (Optosil, Heraeus, Hanau) im zervikalen Bereich, um die Schichtdicke des temporären K&B-Werkstoffes für die Ausarbeitung des Kronenrandes zu erhöhen.

Im Fall einer Beschädigung oder bei Materialdefiziten muss der Zahnarzt im Rahmen einer Aufwand-Nutzen-Analyse entscheiden (Nutzen für den Patienten!), ob eine komplette Neuanfertigung der temporären Restauration erfolgen muss oder ob eine Reparatur sinnvoller ist<sup>9,20</sup>. Sind nur geringe Materialdefizite auszugleichen, kann eine Reparatur der schnellere und wirtschaftlichere Weg sein<sup>26,38</sup>.

Neben der Reparatur beschädigter Interimsversorgungen ist der Haftver-

bund zwischen dem temporären K&B-Material und einem direkten Füllungskunststoff wünschenswert, wenn zur Verbesserung der mechanischen Festigkeit<sup>11</sup> oder für Form- und Farbkorrekturen (Individualisierung) Material angetragen werden soll<sup>13,18</sup>.

Im Hinblick auf die Reparaturmöglichkeit temporärer K&B-Werkstoffe bestehen große Unterschiede zwischen Pulver-Flüssigkeits-Systemen und modernen Kompositwerkstoffen. Die Anbindung an klassische Werkstoffe auf der Basis von Mono-Methacrylaten funktioniert auch dann noch gut mit demselben Werkstoff, wenn die Restaurationen bereits länger getragen wurden. Durch Anrauen und „Konditionieren“ der Oberfläche mit Monomer lässt sich ein dauerstabiler Verbund erzielen (Abb. 4)<sup>6</sup>.

Demgegenüber ist die Anbindung an gealterte Restaurationen aus kompositbasierten Materialien problematisch. Eine Konditionierung der Oberfläche mit Mono-Methacrylaten ist bei diesen Werkstoffen kontraproduktiv, da diese das vernetzte Polymer nicht zu penetrieren vermögen und aufgrund ihrer Monofunktionalität keine belastbare Verbindung schaffen<sup>7</sup>. Bei den Kompositsystemen sollte die Bindungsoberfläche mit einer kreuzverzahnten Hartmetallfräse angeraut und anschließend mit einem Schmelz-Bonding konditioniert werden. Das Bonding sollte optimalerweise ein leicht flüchtiges Lösungsmittel (z. B. Aceton) enthalten, da das Lösungsmittel die Oberfläche gut trocknet<sup>7</sup>. Beispiel für ein solches Produkt ist Solobond Plus Adhesiv (VOCO, Cuxhaven). Nach Lichthärtung des Bondings kann die Reparatur mit einem handelsüblichen Füllungskomposit erfolgen.

**Biologische Verträglichkeit** | Die biologische Verträglichkeit umfasst die lokale Verträglichkeit durch direkte Interaktion der temporären Restauration mit der Pulpa, umgebenden Schleimhäuten und Gewebestrukturen des Parodonts<sup>48</sup>. Die temporäre Restauration darf weder

eine lokal toxische oder reizende Wirkung auf die umgebenden Gewebe haben, noch systemische Reaktionen hervorrufen.

Die biologische Verträglichkeit (Biokompatibilität) umfasst – bezogen auf das Material – die Abgabe potenziell lokal toxisch oder reizend wirkender Substanzen (MMA, i-BMA in Form von Restmonomeren) sowie ein allergenes Potenzial der Inhaltsbestandteile<sup>12,18,50</sup>. Die Biokompatibilität beschreibt die Fähigkeit eines Materials, bei einer vorgegebenen (spezifischen) Anwendung eine angemessene Wirtsreaktion auszulösen. Ein biokompatibler Werkstoff muss also nicht vollständig bioinert sein, vielmehr ist die Angemessenheit der Wirtsreaktion ausschlaggebend<sup>39</sup>.

Vor dem Einsatz temporärer K&B-Werkstoffe sollte in jedem Fall eine ausführliche Anamnese erhoben werden, die eine mögliche allergische Disposition des Patienten gegenüber Inhaltsbestandteilen des eingesetzten Materials ausschließt, um schwere systemische Reaktionen zu vermeiden (anaphylaktischer Schock). Sicherheitsdatenblätter (MSDS = Material Safety Data Sheets) lassen sich bei fast allen Herstellern direkt aus dem Internet abrufen. Insbesondere den Werkstoffen auf MMA-Basis wird aufgrund des Restmonomergehalts eine ungünstige Gewebereaktion mit lokal toxischen Effekten auf die Gingiva bzw. die Pulpa zugeschrieben, wohingegen kompositbasierte Werkstoffe weniger problematisch sein sollen<sup>15,48</sup>. Einige Autoren führen die Interaktion mit der Gingiva auf eine schlechte marginale Passung (d. h. mechanische Irritationen) zurück<sup>13</sup>. Die biologische Verträglichkeit ist daher auch in erheblicher Weise von verfahrenstechnischen Parametern abhängig. Insgesamt wird die Wahrscheinlichkeit einer materialbedingten Überempfindlichkeit als gering eingeschätzt<sup>21,31</sup>.

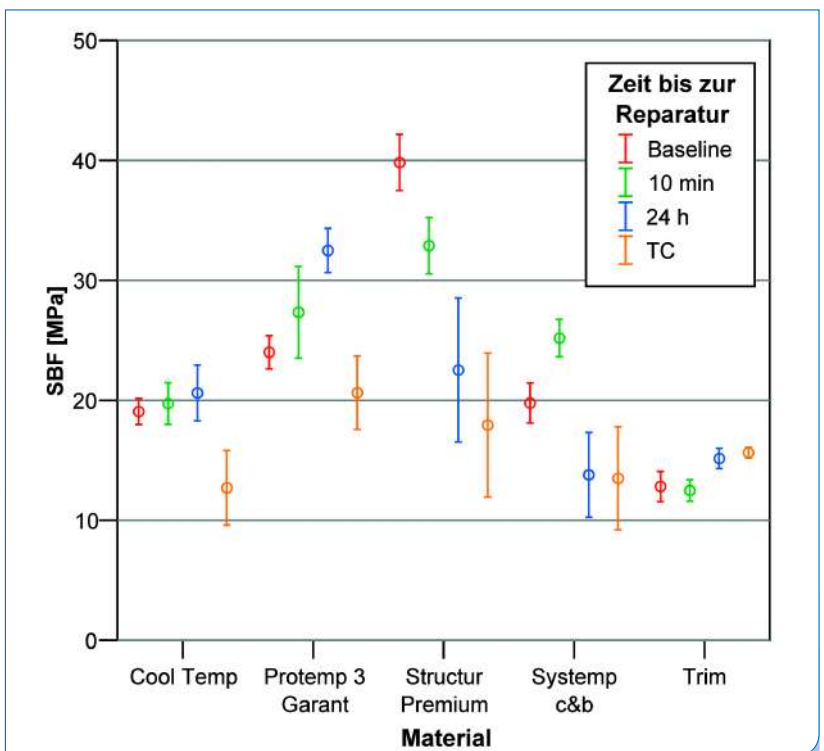


Abb. 4: Festigkeit der Reparatur temporärer K&B-Werkstoffe (SBF) nach unterschiedlichen Lagerungszeiten (10 min trocken, 24 h bei 37 °C in Wasser, 5.000 Zyklen Thermowechselbelastung zwischen 5–55 °C = TC). Baseline = Eigenfestigkeit des Werkstoffes<sup>2,6</sup>.

Im weiteren Sinn zählt zur biologischen Verträglichkeit auch die exotherme Reaktionswärme, die bei der Polymerisation temporärer K&B-Werkstoffe freigesetzt wird<sup>18,34,42</sup>. Um irreversible thermische Schäden der Pulpa bei der intraoralen Herstellung der Interimsversorgung zu vermeiden, ist eine möglichst geringe Polymerisationstemperatur des temporären K&B-Werkstoffes wünschenswert. Diese hängt maßgeblich von der Reaktivität der eingesetzten Monomere und Initiatoren ab<sup>24</sup>. Darüber hinaus nehmen auch verarbeitungstechnische Einflussgrößen (Art des verwendeten Abformmaterials, Materialmenge, Herstelltechnik) Einfluss auf die tatsächlich am Zahn auftretenden Temperaturen<sup>18,23,50</sup>.

Die im Inneren der Materialien gemessenen Polymerisationstemperaturen schwanken – je nach Messanordnung – zwischen 40 und 80 °C<sup>12,45,49</sup>. Mit thermischen Pulpaschäden ist ab Temperaturen von 40–42 °C zu rechnen<sup>29,40,51</sup>. In Laborversuchen hat man an extrahierten Zähnen bei modernen K&B-Werkstoffen Temperaturen gemessen, die unter 40 °C lie-

gen. Die Gefahr einer thermischen Pulpaschädigung wird daher, im Vergleich zu älteren Produkten auf der Basis niedermolekularer Mono-Methacrylate, als gering angesehen. Gleichwohl muss man konstatieren, dass eine thermische Schädigung der Pulpa während der Aushärtung nicht sicher ausgeschlossen werden kann<sup>44</sup>, da einerseits die Dicke der nach der Präparation verbliebenen Dentinschicht zur Pulpa klinisch nicht feststellbar ist und andererseits die Polymerisationstemperatur von der Menge des eingebrachten Kunststoffes, d. h. von der lokalen Dicke der temporären Restauration, abhängt<sup>25</sup>. Aus diesem Grund empfehlen einige Autoren, die endgültige Aushärtung des Materials nicht im Mund des Patienten, sondern außerhalb erfolgen zu lassen<sup>25</sup> oder durch Wasserkühlung zu kontrollieren<sup>13,23</sup>.

Im Hinblick auf die Temperaturentwicklung sind die modernen Kompositwerkstoffe den klassischen Pulverflüssigkeits-Systemen also deutlich überlegen. Der Temperaturpeak wird bei den Kompositen früher erreicht (2–3 min nach Mischbeginn) und die gemessenen Maximaltemperaturen

sind signifikant geringer als bei den klassischen Systemen (Abb. 5)<sup>41</sup>. Kritisch können die Temperaturen insbesondere dann werden, wenn die verbliebene Rest-Dentinstärke zwischen Pulpa und der präparierten Zahnoberfläche 0,5 mm unterschreitet.

**Klinisches Fallbeispiel |** Eine 60 Jahre alte Patientin stellte sich in unserer Klinik mit verblockten Kronen im linken Oberkiefer vor (24–26), die fortgeschrittene Kariesläsionen in den Kronenrandbereichen aufwiesen und aufgrund der Verblockung eine schlechte Mundhygienefähigkeit besaßen (Abb. 6). In den approximalen Bereichen hatte sich unterminierende Randkaries gebildet, was die Indikation zur Erneuerung der Kronen darstellte. Da es bzgl. der Außenkontur der Kronen keinen Grund zu Beanstandungen gab, wurde die Behandlung mit einer Überabformung aus Abformsilikon (Optosil Comfort, He-

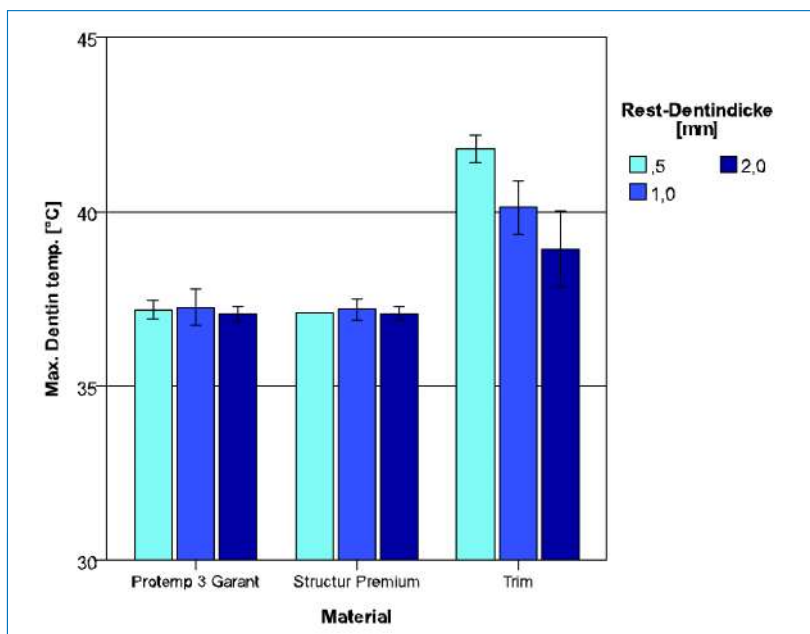


Abb. 5: Temperaturspitzen am pulpalen Dentin bei einer Materialstärke des temporären K&B-Werkstoffes von 2 mm und unterschiedlichen Rest-Dentinstärken (s. Balkenfarbe)<sup>41</sup>.



Abb. 6: Verblockte Kronen (24–26) einer 60-jährigen Patientin mit erheblichen Randimperfectionen und Sekundärkaries.

raeus Kulzer, Hanau) in einem Segment-Abformlöffel (Detax, Ettlingen) begonnen (Abb. 7). Zahn 24 zeigte ein kombiniert parodontales/endodontales Problem, welches nach Abnahme der Krone behandelt wurde.

Nach dem Beschneiden der Versorgungsabformung, deren korrekter Sitz vor dem Befüllen mit dem temporären K&B-Werkstoff im Mund des Patienten überprüft wurde, erfolgte das Befüllen des Abformlöffels von okklusal nach zervikal (Structur Premium, Voco, Cuxhaven; Abb. 8). Die



Abb. 7: Materialien und Instrumente zur Herstellung der temporären Versorgung.

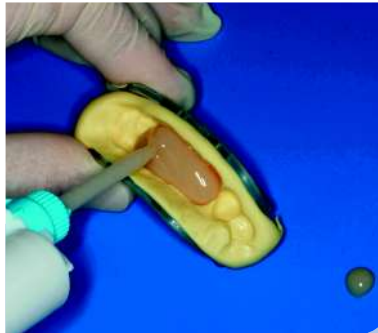


Abb. 8: Befüllen der Versorgungsabformung von inzisal nach zervikal, um Lufteinschlüsse zu vermeiden (Structur Premium, Voco, Cuxhaven).



Abb. 9: Versorgungsabformung im Mund der Patientin reponiert.



Abb. 10: Gestaltung des Oberflächenfinishs am Poliermotor.



Abb. 11: Fertige temporäre Rekonstruktion vor dem Einsetzen.



Abb. 12: Interimsversorgung nach dem temporären Befestigen mit Provicol (Voco, Cuxhaven).

Versorgungsabformung wurde im Mund der Patientin reponiert (Abb. 9) und nach der vom Hersteller empfohlenen Mundverweildauer entnommen. Nach dem Entfernen der Überschüsse und Rekonturierung mit kreuzverzahnten Hartmetallfräsen wurde die Oberfläche mit Silikonpolierern sowie am Poliermotor mit Bimsstein geglättet (Abb. 10). Die Glättung am Poliermotor führt zu einem sehr guten Oberflächenfinish (Abb. 11). Die Restauration wurde abschließend mit Provicol (Voco, Cuxhaven) eingesetzt. Abbildung 12 zeigt die fertige temporäre Restauration in situ, die aufgrund einer expektativen Diagnostik an Zahn 24 als Langzeitprovisorium geplant ist.

**Fazit |** Die Verarbeitungs- und Materialeigenschaften temporärer K&B-Werkstoffe haben einen maßgeblichen Einfluss auf die Qualität einer temporären Versorgung und stellen einen wichtigen Eckfeiler im Rahmen prothetischer und konservierender Therapiemaßnahmen dar. Gleichwohl setzt die Anfertigung qualitativ hochwertiger Interimsversorgungen eine korrekte Anwendung und Verarbeitung der Werkstoffe voraus. Wenngleich es derzeit noch keinen Werkstoff gibt, der alle klinischen Anforderungen gleichermaßen optimal erfüllt, lassen sich mit modernen K&B-Werkstoffen auf der Basis von Kompositen funktionell und ästhetisch gute Ergebnisse erzielen.

Literaturliste unter [www.zmk-aktuell.de/literaturlisten](http://www.zmk-aktuell.de/literaturlisten)

Autoren:

Prof. Dr. Markus Balkenhol,  
Prof. Dr. Matthias Hannig,  
PD Dr. Stefan Rupf

**Korrespondenzadresse:**

Prof. Dr. Markus Balkenhol  
Universität des Saarlandes  
Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie  
und Präventive Zahnheilkunde  
Gebäude 73  
66421 Homburg/Saar  
Tel.: 06841 1624478  
Fax: 06841 1624954  
E-Mail: markus.balkenhol@uks.eu